



TITLE:

## <論文・報告>PET 検査とSPECT 検査の原理実証実験

AUTHOR(S):

徳地, 研人; 生駒, 洋樹; 芝内, 菜緒; 越川, 亜美; 村田, 求基; 古野, 達也; 津村, 美保; 川畑, 貴裕

---

CITATION:

徳地, 研人 ...[et al]. <論文・報告>PET 検査とSPECT 検査の原理実証実験. ELCAS Journal 2016, 1: 41-47

ISSUE DATE:

2016-03

URL:

<http://hdl.handle.net/2433/216484>

RIGHT:

# A Demonstrative PET and SPECT Scan Experiment

## PET 検査と SPECT 検査の原理実証実験

KENTO TOKUCHI<sup>1</sup>, HIROKI IKOMA<sup>2</sup>, NAO SHIBAUCHI<sup>3</sup>, AMI KOSHIKAWA<sup>4</sup>  
MOTOKI MURATA<sup>5</sup>, TATSUYA FURUNO<sup>5</sup>, MIHO TSUMURA<sup>5</sup> & TAKAHIRO KAWABATA<sup>5\*</sup>

徳地研人<sup>1</sup>, 生駒洋樹<sup>2</sup>, 芝内菜緒<sup>3</sup>, 越川亜美<sup>4</sup>  
村田求基<sup>5</sup>, 古野達也<sup>5</sup>, 津村美保<sup>5</sup>, 川畑貴裕<sup>5\*</sup>

<sup>1</sup>Ritsumeikan Moriyama Senior High School, 250 Miyake-cho, Moriyama, Shiga 524-8577, Japan

<sup>2</sup>Tezukayama Senior High School, 3-1-3 Gakuen Minami, Nara 631-0034, Japan

<sup>3</sup>Kyoto Girls' High School, 17 Kitahiyoshi-Cho, Imakumano, Higashiyama-ku, Kyoto, Kyoto 605-8501, Japan

<sup>4</sup>Faculty of Science, Kyoto University, Kitashirakawa Oiwake-cho, Sakyo-ku, Kyoto, Kyoto 606-8502, Japan

<sup>5</sup>Graduate School of Science, Kyoto University, Kitashirakawa Oiwake-cho, Sakyo-ku, Kyoto, Kyoto 606-8502, Japan

\* kawabata@scphys.kyoto-u.ac.jp

<sup>1</sup>立命館守山高等学校 (〒524-8577 滋賀県守山市三宅町250番地)

<sup>2</sup>帝塚山高等学校 (〒631-0034 奈良県奈良市学園南3丁目1番3号)

<sup>3</sup>京都女子高等学校 (〒605-8501 京都市東山区今熊野北日吉町17)

<sup>4</sup>京都大学理学部 (〒606-8502 京都府京都市左京区北白川追分町)

<sup>5</sup>京都大学大学院理学研究科 (〒606-8502 京都府京都市左京区北白川追分町)

\* kawabata@scphys.kyoto-u.ac.jp

### Abstract

Positron Emission Tomography (PET) is a modern diagnostic method for cancer. A medical agent labeled with a positron-emitting radioactive isotope called a tracer is injected into the body. Positrons emitted by the tracer annihilate electrons, and pairs of gamma rays are consequently emitted in opposite directions. Coincidence measurements of the two gamma rays can determine the position of positron-electron annihilation. If we use a tracer that tends to concentrate within cancer cells, the PET scan becomes useful for imaging cancer within the body. In this study,  $^{22}\text{Na}$  was used as the positron emitter. Gamma rays were detected by 8 scintillation detectors consisting of GAGG ( $\text{Gd}_3\text{Al}_2\text{Ga}_3\text{O}_{12}$ ) scintillators mounted on avalanche photodiodes. We carried out coincidence measurements of the two gamma rays, and demonstrated the principle behind PET scans. Additionally, we demonstrated the single-photon emission computed tomography (SPECT) scan used in cancer testing, and compared its performance with that of the PET scan.

**Key words:** Positron emission tomography, Single-photon emission computed tomography,  $\beta^+$  decay, Fluorodeoxyglucose,  $^{22}\text{Na}$ , Pair annihilation, Scintillator, Photodiode, Gadolinium aluminum gallium garnet (GAGG), Avalanche photodiode

### 要旨

近年の癌検査法として、放射性同位元素で標識した薬剤を体内に入れ、体内からの放射線を測定することで、癌の位置を特定する「PET 検査」と呼ばれる方法が確立されている。PET 検査では、放射性同位体の中でも「 $\beta^+$ 崩壊」を起こす同位体を用いる。 $\beta^+$ 崩壊では、陽電子が放出されるが、これが他の電子と衝突すると、電子と陽電子は対消滅し、2本の $\gamma$ 線が反対方向に放射される。この2本の $\gamma$ 線を同時計測すれば、陽電

子の発生した位置を決定できるので、あらかじめ $\beta^+$ 崩壊核を含む薬剤を用いて癌細胞を標識しておくことで、癌の位置を特定することができる。今回の実験では、 $\beta^+$ 崩壊を起こす $^{22}\text{Na}$ と、放射線が当たると発光する「シンチレータ」、光を電流に変換する「アバランシェフォトダイオード」を用いて、PET 検査を再現し、その原理を実証してみた。また、同じく癌検査で用いられる SPECT 検査も再現し、PET 検査と SPECT 検査の比較を行った。

**重要語句:** PET 検査、SPECT 検査、 $\beta^+$ 崩壊、FDG (フルオロデオキシグルコース)、 $^{22}\text{Na}$ 、対消滅、シンチレータ、フォトダイオード、GAGG ( $\text{Gd}_3\text{Al}_2\text{Ga}_3\text{O}_{12}$ : ガドリニウム・アルミニウム・ガリウム・ガーネット)、APD (アバランシェフォトダイオード)

### 1. 序論

近年、体内検査に原子核物理学の技術に応用した検査方法が広く用いられている。その代表例が、Positron Emission Tomography (PET) (1) と呼ばれる検査法である。現在、日本では 50 か所以上の医療施設で PET 検査が実施されており、一般にも広く知られるようになってきている。また、PET 検査に使われる物理的手法は原子核物理学を学ぶ上で、重要で基本的なものであり、原子核物理学の初学者として取り組む価値がある (2)。

今回の実験では、PET 検査を簡略化し再現することで、どのようなメカニズムで癌の場所の特定を行っているのかについて理解を深めると共に、PET 検査がどのような点で有効なのかを考察した。また、PET と同様に原子核物理学に応用した SPECT 検査についても同様に再現し、考察した。

## 1-1. "What is PET scanning ?" PET 検査とは？

PET 検査は、日本語では陽電子放射断層撮影と呼ばれる癌を検査する方法の一つである。PET 検査の歴史は、まだ新しく、1979 年に初めて日本に設置された。その後、より精度が高く、広い範囲を調べられるよう改良が加えられ、1990 年に全身を検査できる装置が開発された (3)。また、最近では、PET 技術を使ったヘルメット型 PET が開発され、癌検査以外に、認知症治療の分野でも応用が期待されている (4)。

この検査では、検査薬を点滴で人体に投与することで、全身の細胞のうち、癌細胞だけを標識することができ、早期の癌細胞を発見することが可能になった。最近では、PET-CT (5) という、PET と CT の画像を同時に撮影できる機器も開発され、PET 単体での検査に比べ、より精度の高い PET 検査を行うことができるようになってきている。

PET 検査では、はじめに、ブドウ糖に近い成分の検査薬 (FDG) を体内に注射する。FDG (6) は、グルコースに陽電子を放出する放射性同位体 ( $\beta^+$ 崩壊核種) を組み込んだものである。次に、しばらく安静にして全身に FDG を行き渡らせる。ブドウ糖を活発に消費する癌細胞は FDG を吸収するため、癌細胞には FDG に含まれる  $\beta^+$ 崩壊核が集中し、癌細胞から  $\gamma$  線が放出される。

$\gamma$  線は人体組織を通過して体外まで届くので、体内深くにある癌細胞であっても、 $\gamma$  線を測定することにより癌細胞の位置を特定できる。つまり、従来のレントゲン (X 線) や CT (コンピュータ断層撮影法)、MRI (磁気共鳴画像) などの検査は、写し出された造形から癌を見つける検査であるが、PET 検査は FDG が放出する  $\gamma$  線を測定することにより癌を探し出す検査である (7)。

## 1-2. "What is SPECT scanning ?" SPECT 検査とは？

SPECT 検査 (8) とは、Single Photon Emission Computed Tomography の略で、単一光子放射断層撮影のことである。

SPECT 検査では、単独の  $\gamma$  線を用いる。放射性同位体から放出される  $\gamma$  線は、全立体角に一樣に放出されると考えて良いので、単位時間に放出される放射線量を  $K$  とすると、線源から  $r$  の距離における単位面積当たりの放射線量  $X$  は

$$X = \frac{K}{4\pi r^2}$$

と表すことができる。つまり、 $X$  は放射線源からシンチレータまでの距離の 2 乗に反比例する。この性質を利用したのが、SPECT 検査である。

## 1-3. "Differences between PET and SPECT scanning"

## PET 検査と SPECT 検査の違い

PET 検査と SPECT 検査の大きな違い (8) は、PET 検査では  $\beta^+$ 崩壊核から放出される陽電子と電子の対消滅による 2 本の  $\gamma$  線を同時に測定するのに対し、SPECT 検査では放射性同位体から放出される単独の  $\gamma$  線を測定する点にある。PET 検査に用いる薬剤は、陽電子を放出する  $\beta^+$ 崩壊核でなければならないが、SPECT 検査は、 $\gamma$  線を出す放射性核種であれば良いので、検査に用いる薬剤を比較的自由に選択することができる。PET 検査は FDG がブドウ糖と一緒に癌細胞に集積することを利用するのに対して、SPECT 検査では、特定の細胞や臓器に集積する薬剤を用いる。薬剤の投与後、検査対象の臓器や細胞から放出される  $\gamma$  線を計測し、臓器のイメージングや細胞の分布を調べる。用いる薬剤によって蓄積される臓器や細胞が異なるため、

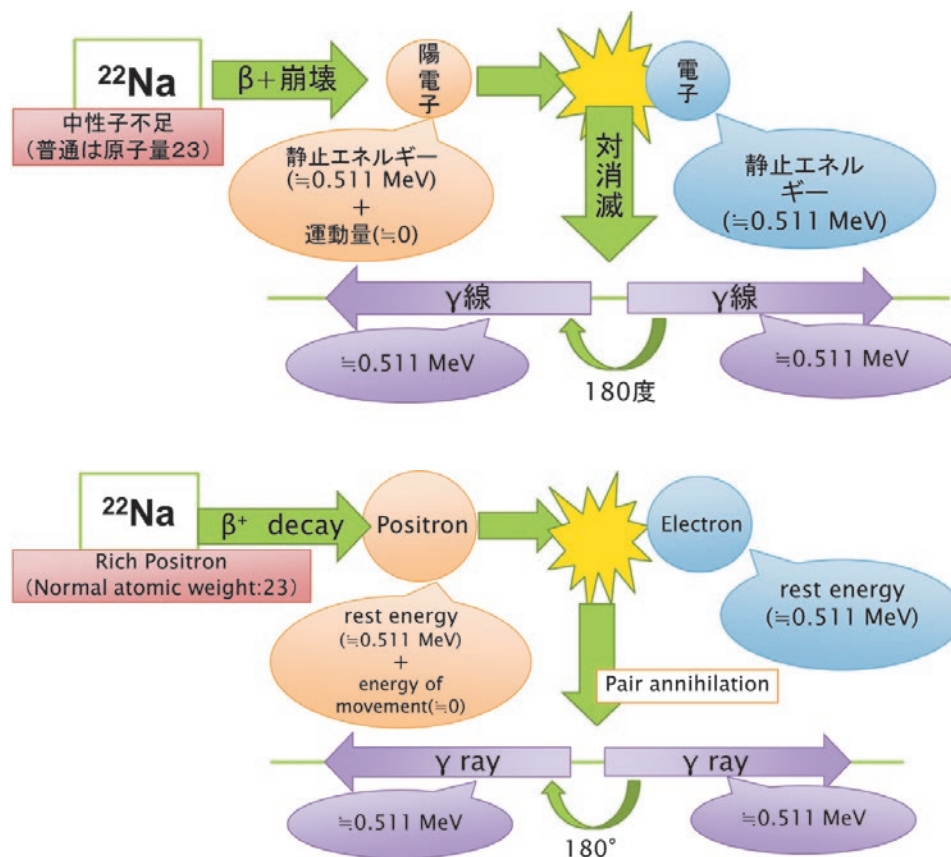


図 1.  $^{22}\text{Na}$  から  $\gamma$  線が放出される模式図。

Fig.1. Schematic diagram showing how  $\gamma$ -rays are emitted from  $^{22}\text{Na}$ .



どの臓器を調べたいかによって薬剤を使い分けている。例えば、悪性リンパ腫や肺癌に集積する薬剤として、クエン酸ガリウムが広く使われており (9)、このとき放射線の量が多い場所が、癌細胞のある場所だと推測できる。その他、血液に集積しやすい薬剤を使えば、血流に異常がないかも調べることができる。

## 2. 実験手順

### 2-1. 実験 1: PET 検査再現実験

今回の実験では、FDG の代わりに、同じように陽電子を放出する  $^{22}\text{Na}$  線源を使用した。 $^{22}\text{Na}$  は、自然に存在する  $^{23}\text{Na}$  と比べると、中性子が不足している同位体であるため、約 2.6 年の半減期で核内の陽子を中性子に変える  $\beta^+$  崩壊を起こして  $^{22}\text{Ne}$  に変化する (10)。このとき放出された陽電子は、物質中を通過するうちに運動エネルギーを失った後、電子と共に消滅してエネルギーを放出する。これを「対消滅」という。対消滅のエネルギーは、2 本の  $\gamma$  線として放出される。

図 1 に  $^{22}\text{Na}$  から  $\gamma$  線が放出される様子を模式的に示す。対消滅する直前の陽電子と電子の運動エネルギーは、対消滅のエネルギーに比べて十分に小さいので、対消滅の直前に陽電子と電子は静止していた、すなわち、陽電子と電子の運動量の和は 0 であったと近似してよい。対消滅の前後で運動量の総和は保存しなければならないので、対消滅によって放出される 2 本の  $\gamma$  線の運動量の和も 0 となる。この条件を満たすために、2 つの  $\gamma$  線は同じエネルギーで互いに反対の方向に放射されなければならない。PET 検査では、 $\gamma$  線が互いに反対の方向に放射されるという性質を利用し、 $\gamma$  線が放出された場所を特定する。

実際の PET 検査では、リング状の装置の中に被験者をおく。このリング状の装置には、検出器が隙間なく配置されており、これらの検出器を用いて  $^{22}\text{Na}$  から放出された 2 本の  $\gamma$  線を同時計測する。陽電子と電子の対消滅では、2 本の  $\gamma$  線が反対方向に放出されるので、もし 2 つの検出器で同時に  $\gamma$  線を計測すれば、放射線源である  $^{22}\text{Na}$  は、その 2 つの検出器を結ぶ直線上にあることがわかる。複数組の検出器で対消滅からの  $\gamma$  線を計測すれば、それぞれの直線の交点を求めることによって、 $^{22}\text{Na}$  の位置を特定することができる。

$\beta^+$  崩壊によって放出された陽電子は、陽電子が持つエネルギーの値によって、物質を通過する距離が決まる。この距離を「飛程」という。 $^{22}\text{Na}$  から放出される陽電子の最大エネルギーは 0.546 MeV なので、既定の公式に当てはめて計算すると、その最大飛程は約 2mm である。そのため、線源の位置と対消滅が起こる位置は、最大 2mm ほど食い違う。この食い違いは PET 診断の誤差 (画像の不鮮明さ) につながるが、実際には多数の事象の平均をとることで、この誤差は打ち消すことができると考察される。

#### 2-1-1. 実験 1 実験方法

本研究では放射線検出器としてシンチレーション検出器を用いた。シンチレーション検出器 (11) は、放射線が入射すると発光するシンチレータの一種である  $\text{Gd}_3\text{Al}_2\text{Ga}_3\text{O}_{12}$  結晶 (GAGG) と、光を電気信号に変換するフォトダイオードの一つであるアバランシェフォトダイオード (APD) から構成される。

始めに、APD の表面に GAGG を取り付ける。これを 8 つ用意し、図 2 のように円周上に配置した。さらに、可視光や周辺の電子機器からの電磁ノイズを低減する為に、測定装置全体をアルミホイルで遮蔽した。図 3 にシンチレーション検出器

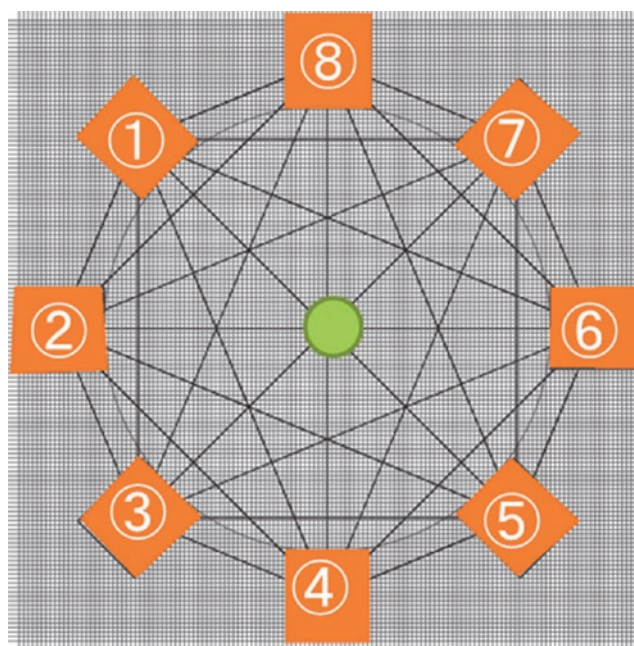


図 2. シンチレータの配置及び番号の振り分け.  
Fig.2. Position and numbering of the 8 scintillators used for detection.

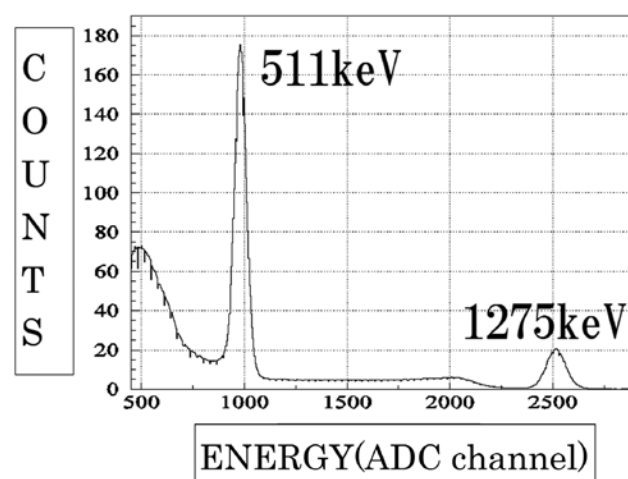


図 3. GAGG シンチレータで測定された  $^{22}\text{Na}$  のエネルギースペクトル.  
Fig.3. Energy spectrum of  $\gamma$ -rays emitted by  $^{22}\text{Na}$  measured by a GAGG scintillator.

で測定した  $\gamma$  線のエネルギースペクトルを示す。 $^{22}\text{Na}$  線源は、2 種類の  $\gamma$  線を放出することが知られている。一つは、 $\beta^+$  崩壊に伴って放出される陽電子と電子の対消滅によって生じる 511 keV の  $\gamma$  線、もう一つは、 $\beta^+$  崩壊後の娘核である  $^{22}\text{Ne}$  から放出される 1275 keV の  $\gamma$  線である。PET 検査再現実験では、対消滅から放出された  $\gamma$  線だけを選択するために 511 keV のピークに含まれる事象のみを解析に用いた。

今回の測定では、8 つのシンチレータにそれぞれ図 2 に示すように 1, 2, 3, ..., 8 と番号を付け、同時に 2 個以上のシンチレータで  $\gamma$  線が検出された場合にのみ、その回数を計測した。この時、1 MBq の  $^{22}\text{Na}$  線源の位置を変えながら、それぞれの位置で 5 分間の測定を行い、およそ 25000 対の  $\gamma$  線対を測定した。

### 2-2. 実験 2: SPECT 検査再現実験

#### 2-2-1. 実験 2 実験方法

基本的には実験 1 と同じセットアップであるが、2 つの変更

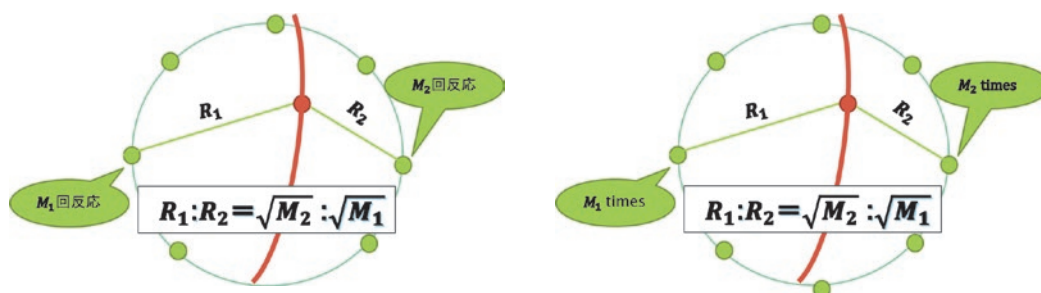


図4. 実験2における解析方法. あるシンチレータから $^{22}\text{Na}$ 線源までの距離( $R_1$ )と、別のシンチレータから $^{22}\text{Na}$ 線源までの距離( $R_2$ )の比は、それぞれのシンチレータでの検出回数( $M_1, M_2$ )の平方根の逆比となる. このとき、 $R_1:R_2$ の条件をみたす点の集合は円となる. 4対のシンチレータについて円弧を描き、その交点を決定すれば $^{22}\text{Na}$ 線源の位置を推定できる.  $R_1$ : 任意のシンチレータから $^{22}\text{Na}$ までの距離,  $R_2$ : 反対側のシンチレータから $^{22}\text{Na}$ までの距離,  $M_1$ : 任意のシンチレータでの $\gamma$ 線の検出回数,  $M_2$ : 反対側のシンチレータの $\gamma$ 線の検出回数.

Fig. 4. Data analysis in Experiment No.2. The ratio between the distances ( $R_1$  and  $R_2$ ) of the scintillators from the  $^{22}\text{Na}$  source is the same as the inverse ratio between the square roots of the number of counts by each scintillator ( $M_1$  and  $M_2$ ). The loci of the points satisfying the condition form a circular arc. The intersection points of the arcs determined by different pairs of the scintillators gives the position of the  $^{22}\text{Na}$  source.  $R_1$ : distance from one scintillator to  $^{22}\text{Na}$ ,  $R_2$ : distance from opposite scintillator to  $^{22}\text{Na}$ ,  $M_1$ : number of  $\gamma$ -ray reactions at a scintillator,  $M_2$ : number of  $\gamma$ -ray reactions at the opposite side of the scintillator.

点がある。第1に、実験1では、同時に2個以上のシンチレータで $\gamma$ 線を検出した場合にデータを取得するよう設定していたが、実験2では、1個以上のシンチレータで $\gamma$ 線を検出した場合にデータを取得するよう設定した。

第2に、陽電子と電子の対消滅から生じる511 keVの $\gamma$ 線ではなく、 $^{22}\text{Na}$ が $\beta^+$ 崩壊した娘核である $^{22}\text{Ne}$ から放出される1275 keVの $\gamma$ 線をデータ解析に使用するように変更した。変更理由は2つある。1つ目は、SPECT検査では、線源から等方向に $\gamma$ 線が放出されることを仮定していることである。1つの511 keVの $\gamma$ 線が生成されると、必ず反対方向にも放出されるので、一つの $\gamma$ 線を測定すると、もう一つの $\gamma$ 線の方向が完全に決まってしまう。SPECT検査では線源から $\gamma$ 線が等方的に放出されることを利用しているので、放出角度に相関をもつ511 keVの $\gamma$ 線は、SPECT検査に適していない。2つ目は、511 keVの $\gamma$ 線を測定する上で、1275 keVの $\gamma$ 線がバックグラウンドとなることである。1275 keVの $\gamma$ 線がコンプトン散乱すると、エネルギーが減少し、511 keVの $\gamma$ 線のエネルギーに近づいてしまう。1275 keVの $\gamma$ 線のみを測定対象とすれば、放出角度の相関やバックグラウンドの影響を避けてSPECT検査を行うことができる。

## 2-2-2. 実験2 データ解析

データ解析の概念図を図4に示す。5分間測定したのち、円の中心を挟んで向かい合った位置にある2つのシンチレータでの $\gamma$ 線の検出回数を比較すると、先ほど記した公式から、任意のシンチレータから $^{22}\text{Na}$ までの距離 $R_1$ と、反対側のシンチレータから $^{22}\text{Na}$ までの距離 $R_2$ の比( $R_1:R_2$ )は、反対側のシンチレータで $\gamma$ 線を検出した回数 $M_2$ の平方根と任意のシンチレータで $\gamma$ 線が検出された回数 $M_1$ の平方根の比( $\sqrt{M_2}:\sqrt{M_1}$ )と同じことが分かる。対になる2つのシンチレータのそれぞれで $\gamma$ 線が検出された回数を調べることで、それぞれのシンチレータから $^{22}\text{Na}$ までの距離の比を決定することができる。そして、この比を満たす点の集合は、「アポロニウスの円」となり、図4の赤線で示すように円弧となるため、線源は円弧上のどこかにあると推測できる。これを他のシンチレータ対に対しても行えば、円弧の交点上に線源があると決定できる。

## 3. 結果と考察

### 3-1. 実験1 結果 (PET)

測定の結果を図5に示す。図5において、円の大きさはそ

れぞれのシンチレータ対における $\gamma$ 線の検出回数を表す。1回目の測定では、シンチレータを配置した円の中心に $^{22}\text{Na}$ 線源を置いた。この結果、図5-1に示すように、1-5、2-6、3-7、4-8の4組のシンチレータでの $\gamma$ 線検出回数が高かった。それぞれの組み合わせについて、二つのシンチレータの中心を通る直線を描くと、その直線は円の中心で交わった。これは、円の中心に $^{22}\text{Na}$ 線源があるという事実と一致する。2回目の測定では、中心より左の位置に $^{22}\text{Na}$ 線源を設置したところ、1回目と同様に正確な $^{22}\text{Na}$ 線源の位置を決定することができた(図5-2)。しかし3回目の測定では、2回目よりもさらに左側のシンチレータに近い場所に $^{22}\text{Na}$ を設置したところ、交点が2個得られた(図5-3)。この結果、線源は二つの交点の中間にあったと予測されたが、これは実際に $^{22}\text{Na}$ 線源が置かれた位置よりも0.6cm上方であった。

1回目から3回目の測定では、シンチレータの中心を結ぶ直線の交点上に $^{22}\text{Na}$ 線源を設置したが、4回目の測定では、直線の交点ではない場所に $^{22}\text{Na}$ 線源を配置した。この測定では図5-4に示すように、 $^{22}\text{Na}$ 線源は円の中心にあるという実際とは異なる結果が得られた。4回目の測定では、実際に円の中心に $^{22}\text{Na}$ 線源を置いた1回目の測定とは異なり、多くのシンチレータの組み合わせで $\gamma$ 線が検出されている。これらの情報を用いれば、 $^{22}\text{Na}$ 線源の位置を正確に決定できる可能性があり、今後、精査する必要がある。

### 3-2. 実験1 議論 (PET)

今回の実験では、 $^{22}\text{Na}$ 線源がシンチレータの中心を結ぶ直線の交点上にある場合には、 $^{22}\text{Na}$ 線源の正確な位置を決定することができた。しかし、 $^{22}\text{Na}$ がシンチレータに近すぎると、期待される組み合わせ以外のシンチレータ対でも多くの $\gamma$ 線対を検出してしまい、 $^{22}\text{Na}$ 線源の位置分解能が悪くなることがわかった。これは、シンチレータが有限の大きさをもつ効果を無視できなくなるからだと考えられる。

今回の解析では、検出回数の多いシンチレータ対のみを考慮して、その中心を結ぶ直線の交点を考えたが、本来は検出回数の少ないシンチレータ対の情報も考慮して $^{22}\text{Na}$ 線源の位置を決定すべきである。実際のPET検査では、より多くのシンチレータの組み合わせにおける $\gamma$ 線の測定回数を考慮することで線源の位置を決定している。しかし、これには複雑な数学的処理を必要とするために、今回の研究では行うことができなかった。位置分解能をさらに向上させるには、シンチレータの数をもっと増やすことも必要である。

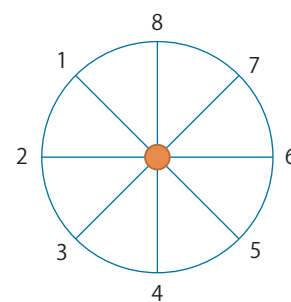
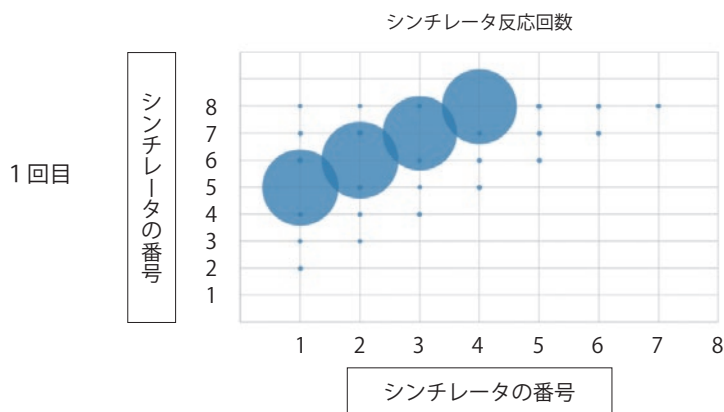


Fig. 5-1. 1回目

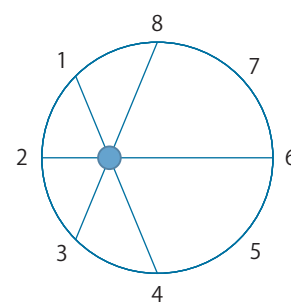
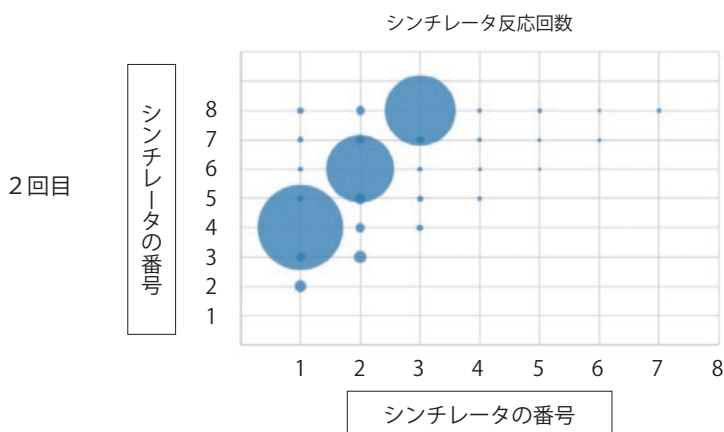


Fig. 5-2. 2回目

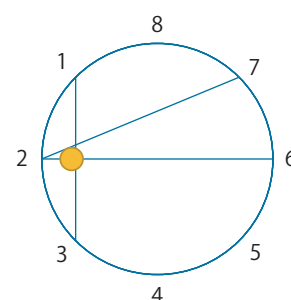
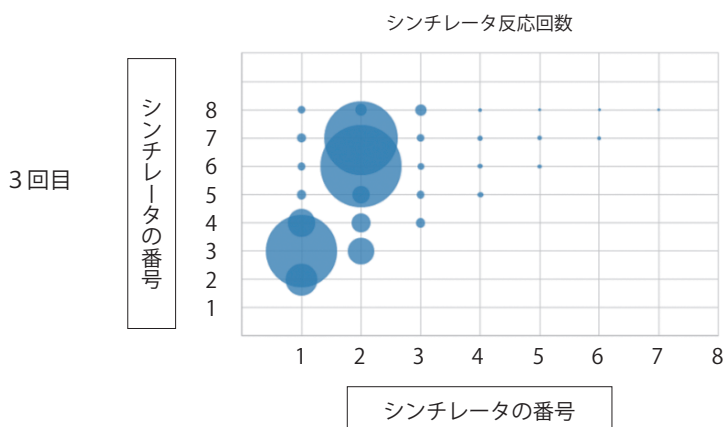


Fig. 5-3. 3回目

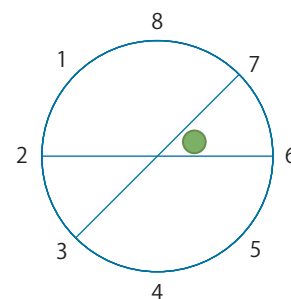
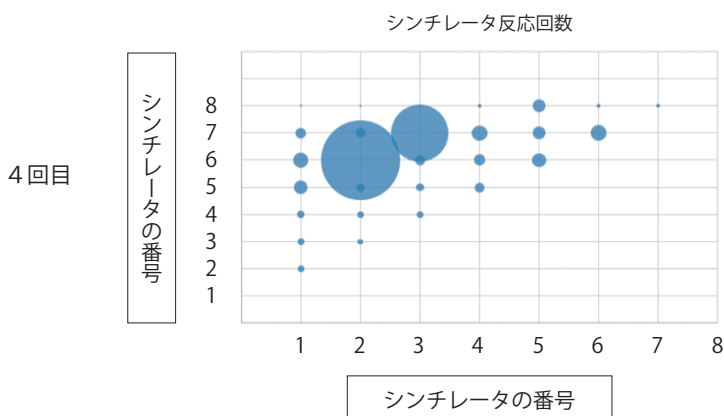


Fig. 5-4. 4回目

図 5. 1-4: 実験 1 における 1 回目～4 回目の測定結果. 左図ではシンチレータ対ごとの  $\gamma$  線の同時計測回数を円の大きさで示す. 右図はシンチレータ対と線源の位置関係を示す. 右図中の直線は同時計測回数の多いシンチレータ対を示し、丸印は  $^{22}\text{Na}$  線源の場所を表す.

Fig.5. 1-4: Results of Experiment 1 based on four different measurements. The number of events in each pair of scintillators is presented by the circles in the figure on the left. The figure on the right shows the layout of the scintillators and the  $\gamma$ -ray source. Lines in the large circles show scintillator pairs detecting many events, and the small circle at the center of the large circle in each figure represents the position of the  $\gamma$ -ray source.



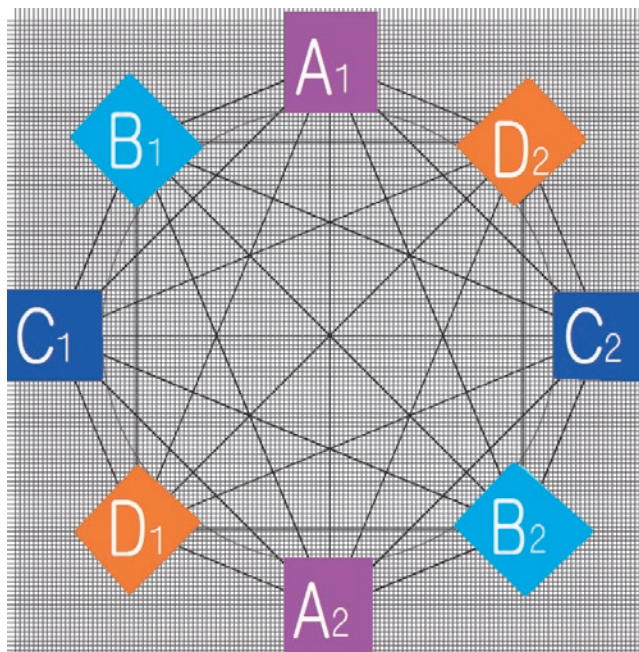


図 6. シンチレータの配置及び記号.  
Fig.6. Layout of scintillators and their identifying symbols.

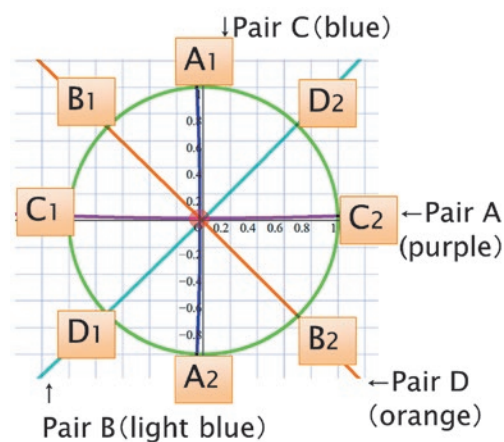


Fig.7-1 1回目  
誤差 0.2cm

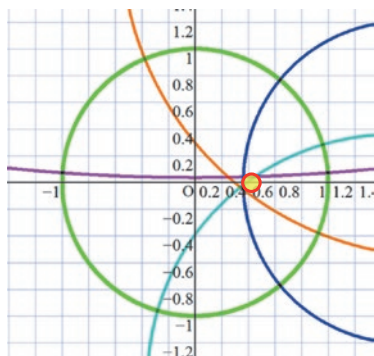


Fig.7-2 2回目  
誤差0.7cm

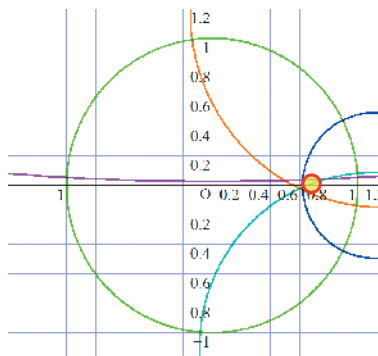


Fig.7-3 3回目  
誤差0.7cm

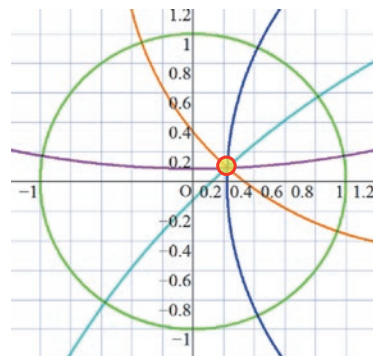


Fig.7-4 4回目  
誤差0.02cm

図 7. 実験 2 の結果. 1 ~ 4: 4 対 (ABCD) のシンチレータについて、放射線源までの距離比の条件を満たす円弧を描いた.  
Fig.7. Results of Experiment 2 based on four different measurements. 1-4: Circular arcs determined by the scintillator pairs (ABCD) are drawn, and the error by the scintillator pairs (ABCD) are drawn, and the error is indicated below the respective figures.

### 3-3. 実験 2 結果 (SPECT)

図 6 の示すように、8 個のシンチレータのうち、互いに向かい合うシンチレータの組を、 $A_1-A_2$ 、 $B_1-B_2$ 、 $C_1-C_2$ 、 $D_1-D_2$  と名付け、それぞれの組について、 $\gamma$  線の検出回数から図 5 の  $R_1 : R_2$  を満たす円弧を求めた。その結果を図 7 に示す。A の組み合わせで求めた円弧は、紫で示し、B は水色、C は青色、D は橙色で示した。 $^{22}\text{Na}$  線源を中心に置いた 1 回目の測定では、図 7-1 に示すように 4 つの円弧が全て円の中央で交わり、誤差も 0.2cm と小さかったため、 $^{22}\text{Na}$  は円の中心にあると特定することができた。中央より右寄りに  $^{22}\text{Na}$  線源を置いた 2 回目の測定では、円弧の交点に若干のばらつきが生じ、誤差も 0.7cm に上がったものの、ほぼ正確な位置を示した (図 7-2)。 $^{22}\text{Na}$  線源の位置をさらに右端へ動かした 3 回目の測定は、さ

らに円弧の交点のばらつきが大きくなったが、誤差は 0.7cm で、線源の位置の決定が困難になるほどの大きなばらつきではなかった (図 7-3)。また、中央寄りではあるが、シンチレータの中心を結ぶ直線の交点ではない場所に  $^{22}\text{Na}$  線源を置いた 4 回目の測定では、図 7-4 に示すように円弧の交点のばらつきは小さく、誤差も 0.02cm と一番小さく、高い精度で  $^{22}\text{Na}$  線源の位置を決定することができた。

### 3-4. 実験 2 議論 (SPECT)

この実験 2 では、 $^{22}\text{Na}$  線源がシンチレータの中心を結ぶ直線の交点上に置かれているか、交点ではないところに置かれているかにかかわらず、比較的高い精度で  $^{22}\text{Na}$  線源の位置を決定することができた。位置分解能は、シンチレータを配置した

円の中心付近では高く、中心から外れると低くなることがわかった。

今回は簡便化のために実施しなかったが、円の中心をはさんで向かい合う2つのシンチレータの組み合わせだけでなく、それ以外のシンチレータの組み合わせでも同様の方法で円弧を求め、得られた多数の円弧の交点について平均を求めれば、さらに位置分解能を向上できると期待できる。

#### 4. 結論

PET検査は、放射線源がシンチレータの中心を結ぶ直線上にあった際に、線源の場所を決定する能力に非常に優れていた。シンチレータをさらに多く使用し、且つ複雑な計算をしているPET検査は、癌診断に大いに利用できることが確認できた。一方、SPECT検査では、放射線源が中心にある場合、癌細胞の場所を特定する能力に優れていることが分かった。

以上のことから、PETも、SPECTも、癌検査の分野において大変利用価値の高い検査法であることが確認できた。また、どちらも今回の実験では考慮しなかった複雑な計算にも立脚していることが分かった。今後さらにPET、SPECTに関する知識を深め、より完成度の高い再現実験をすることができれば、今回の結果よりも高い精度の結果を得ることができると期待される。

#### 5. 今後の展開

限られた時間内で、PET検査の仕組みを理解したとはいいたい。

今後、さらに研鑽を積み、実験1の解析に数学的なアルゴリズムを導入し、高い分解能で線源の位置を決定できる方法を学びたい。

#### 謝辞

本論文を作成するにあたり、専修コースでの実験の指導や補佐、貴重な助言をして下さった京都大学大学院理学研究科原子核ハドロン研究室の皆様には大変お世話になりました。そして、基盤コースよりELCAS講座の受講を支援して下さいましたELCAS

事務局の皆様、ELCASでの活動を応援して下さいました立命館守山高等学校の宮嶋克幸先生をはじめ、立命館守山中学校・高等学校の先生方、全ての皆様へ心から感謝の気持ちと御礼を申し上げたく、謝辞にかえさせていただきます。

#### 参考文献

1. ウィキペディア ポジトロン検査法. <<https://ja.wikipedia.org/wiki/%E3%83%9D%E3%82%B8%E3%83%88%E3%83%AD%E3%83%B3%E6%96%AD%E5%B1%A4%E6%B3%95>> [accessed 12 Aug. 2015].
2. 竹内富士雄. 素粒子実験のアイデアで医療機器の常識を変える—低価格でかつ高解像度のPETを開発—, <[http://www.kyoto-su.ac.jp/project/st/st11\\_03.html](http://www.kyoto-su.ac.jp/project/st/st11_03.html)> [accessed 22 Nov. 2015].
3. 人間ドックのMARSO(マース). <<https://www.mrso.jp/pet/pethistory.html>> [accessed 10 Aug. 2015].
4. 「認知症の早期発見へ 世界初のヘルメット型PET装置を開発」 <<http://www.hazardlab.jp/known/topics/detail/1/1/11417.html>> [accessed 23 Jan. 2016].
5. PET検査ネット: PET-CTとPETの違い <[http://www.pet-net.jp/pet\\_html/treat/01pet-ct.html](http://www.pet-net.jp/pet_html/treat/01pet-ct.html)> [accessed 25 July 2015].
6. コトバンク FDG、PET検査用語集の解説. <<https://kotobank.jp/word/FDG-1125823>> [accessed 1 Aug. 2015].
7. PET検査ネット: PETとは? <<http://www.pet-net.jp/>> [accessed 25 July 2015].
8. 藤元総合病院先進医療センター: SPECT. <<http://www.fujimoto.or.jp/hayasuzu/ad-medical/spect/index.php>> [accessed 8 Aug. 2015].
9. NIRS(国立研究開発法人放射線医学総合研究所). 核医学検査 Q&A  $^{67}\text{Ga}$ (クエン酸ガリウム) シンチグラフィ, <<http://www.nirs.go.jp/usr/medical-imaging/ja/qa/q17/>> [accessed 16 Sept. 2015].
10. 赤澤健. 卒業論文 電子・陽電子対消滅ガンマ線の角度揺動の測定, <<http://hepl.shinshu-u.ac.jp/diploma/12/akazawa>> [accessed 20 July 2015].
11. 日本電気計測器工業会. シンチレーション検出器, <<http://tech.jemima.or.jp/5020306.html>> [accessed 29 Dec. 2015].